

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 63-275323

(43)Date of publication of application : 14.11.1988

(51)Int.Cl.

A61B 5/14

A61B 5/00

(21)Application number : 62-110461

(71)Applicant : HAMAMATSU PHOTONICS KK

(22)Date of filing : 08.05.1987

(72)Inventor : SUZUKI SUSUMU

YAGI SUMIO

OZAKI TAKEO

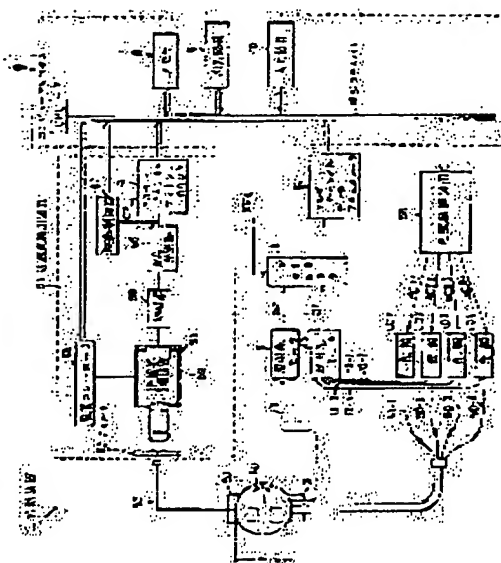
HAKAMATA NAOTOSHI

(54) DIAGNOSTIC APPARATUS

(57)Abstract:

PURPOSE: To accurately measure the amount of oxygen in a diagnostic apparatus for measuring the amount of oxygen of an object to be measured such as an internal organ, by mounting a positional variation detecting means allowing near infrared rays to be incident to the internal organ to detect the positional variation of the mount jig on an irradiation side on the basis of the quantity of reflected light and that of outputted light.

CONSTITUTION: The near infrared rays emitted from light sources LD1WLD4 are applied to an output light monitor 13 through optical fibers 12 and the light reflected from a head part 10 is applied to a reflected light monitor 4. The reflected light and outputted lights are respectively converted to analogue electric signals which are, in turn, selected by the selection signal SEL from a computer system 6 and converted by an A/D converter to be applied to a multichannel data accumulator 14. By this constitution, the computer system 6 detects the positional variation of the mount jig 2 on the irradiation side. When no electromagnetic wave is outputted from each of the light sources, dark light is detected by a reflected light quantity detecting means and the change quantity with the reflected light at the start time of measurement is calculated to detect the positional variation of the amount jig 2 on the irradiation side.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

This Page Blank (uspto)

⑫ 公開特許公報(A)

昭63-275323

⑤ Int. Cl.

A 61 B 5/14
5/00

識別記号

3 1 0
1 0 1

庁内整理番号

7916-4C
A-7437-4C

⑬ 公開 昭和63年(1988)11月14日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全11頁)

⑭ 発明の名称 診断装置

⑯ 特 願 昭62-110461

⑰ 出 願 昭62(1987)5月8日

⑱ 発 明 者 鈴木 進 静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会
社内
⑱ 発 明 者 八 木 住 男 静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会
社内
⑱ 発 明 者 尾 崎 健 夫 静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会
社内
⑱ 発 明 者 袴 田 直 俊 静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会
社内
⑲ 出 願 人 浜松ホトニクス株式会 静岡県浜松市市野町1126番地の1
社
⑳ 代 理 人 弁理士 植本 雅治

明 細 書

1. 発明の名称

診断装置

2. 特許請求の範囲

1) 異なる波長の近赤外光をそれぞれ出力する複数の光源と、前記複数の光源から出力される近赤外光を体内器官に入射させかつ体内器官から反射された近赤外光を位置変動検出手段に案内するための照射側取付具と、体内器官を透過した近赤外光を透過量検出手段に案内するための検出側取付具とを備え、前記位置変動検出手段は、前記反射された近赤外光の反射量を検出する反射量検出手段と、前記複数の光源から出力された近赤外光の出力光量を検出する出力光量検出手段とを具備し、前記反射量検出手段で検出された光量と前記出力光量検出手段で検出された光量とに基づき前記照射側取付具の位置変動を検出するようになっていることを特徴とする診断装置。

2) 前記位置変動検出手段は、複数の光源のいずれもが近赤外光を出力していない状態において、前記反射量検出手段によりダーク光を検出し、測定開始時のダーク光からの変化量を求め前記照射側取付具の位置変動を検出することを特徴とする特許請求の範囲第1項に記載の診断装置。

3) 前記位置変動検出手段は、前記反射量検出手段で検出された近赤外光の反射量と前記出力光量検出手段で検出された近赤外光の出力光量との比を反射率として算出し、このように算出された反射率と測定開始時の反射率とから反射率の変化量を求め、前記照射側取付具の位置変動を検出することを特徴とする特許請求の範囲第1項に記載の診断装置。

4) 前記位置変動検出手段は、前記反射量検出手段で検出された近赤外光の反射量とダーク光との差を求め、この差と前記出力光量検出手段で求められた近赤外光の出力光量との比を反射率として算出し、このように算出された反射率と測定開始時の反射率とから反射率の変化量を求め、前記

照射側取付具の位置変動を検出することを特徴とする特許請求の範囲第1項に記載の診断装置。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は、人間あるいは動物の脳組織などの体内器官の酸素量を測定する診断装置に関し、特に血液中のヘモグロビンの酸素量、細胞内のチトクロムの酸素量を近赤外光によって検出することで、体内器官の酸素量を測定する診断装置に関する。

〔従来の技術〕

一般的に、脳組織等の体内器官の機能を診断する際に、体内器官内の酸素量が十分なものであって適切に利用されているか否かは、基本的かつ重要なパラメータとなる。体内器官への十分な酸素の供給は、胎児、新生児の生育力に欠くことができないものであり、酸素の供給が十分でない場合には、胎児、新生児の死亡率は高く、また生存しえたとしても後遺症として体内器官に与える影響は大きい。また酸素が欠乏することによって体内

の全ての器官が影響を受けるが、特に脳組織への損傷が大きい。

このような体内器官の酸素量を早期にかつ容易に診断するために、1981年8月4日に付与された米国特許第4,281,645号に開示されているような診断装置が開発されている。この種の診断装置では、血液中の酸素運搬媒体であるヘモグロビンと、酸化還元反応を行なう細胞中のチトクロム a 、 a_3 とによる近赤外光の吸収スペクトルに基づいて、体内器官、特に脳の酸素量の変化を測定するようになっている。すなわち、波長範囲が700乃至1300nmの近赤外光は、第4図(a)に示すように酸素と結合したヘモグロビン(HbO_2)と酸素の取除かれたヘモグロビン(Hb)とで異なる吸収スペクトル α_{HbO_2} 、 α_{Hb} を示し、また第4図(b)に示すように酸化されたチトクロム a 、 a_3 (CyO_2)と還元されたチトクロム a 、 a_3 (Cy)とで異なる吸収スペクトル α_{CyO_2} 、 α_{Cy} を呈する。このような近赤外光の性質を利用して、患者の頭部の一

方の側から4種類の異なる波長 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、 λ_4 (例えば775nm、800nm、825nm、850nm)の近赤外光を時分割で入射させ、頭部を透過した光量を頭部の他方の側で順次に検出し、これら4種類の検出結果に所定の演算処理を施すことで、4つの未知数、すなわち、酸素と結合したヘモグロビン(HbO_2)、酸素の取除かれたヘモグロビン(Hb)、酸化されたチトクロム a 、 a_3 (CyO_2)、還元されたチトクロム a 、 a_3 (Cy)のそれぞれの濃度変化量を算出し、これに基づいて例えば脳の酸素量の変化を測定するようになっている。

第5図はこのような診断装置の概略構成図である。第5図において従来の診断装置は、4種類の異なる波長 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、 λ_4 の近赤外光をそれぞれ出力するレーザダイオードなどの光源LD1乃至LD4と、光源LD1乃至LD4の出力タイミングを制御する光源制御装置55と、光源LD1乃至LD4から出力される近赤外光を頭部60にそれぞれ照射させるための光ファイバ50

ー1乃至50-4と、光ファイバ50-1乃至50-4の端部を互いに束にして保持する照射側取付具51と、照射側取付具51の取付けられる側とは反対側の頭部60の所定位置に取付けられる検出側取付具52と、検出側取付具52に保持され頭部60を透過した近赤外光を案内する光ファイバ53と、光ファイバ53によって案内された近赤外光の光子数を計数し近赤外光の透過量を測定する透過光検出装置54と、診断装置全体を制御し、さらに近赤外光の透過量に基づき脳組織の酸素の変化量を測定するコンピュータシステム56とからなっている。

コンピュータシステム56は、プロセッサ62と、メモリ63と、ディスプレイ、プリンタなどの出力装置64と、キーボードなどの入力装置65とを備えており、これらはシステムバス66によって互いに接続されている。またコンピュータシステム56のシステムバス66には、外部I/Oとして、光源制御装置55と、透過光検出装置54とが接続されている。

光源制御装置55は、コンピュータシステム56からの指示により、第6図(a)乃至(d)に示すような駆動信号ACT1乃至ACT4で光源LD1乃至LD4を駆動している。第6図(a)乃至(d)において1測定期間 M_k ($k=1, 2, \dots$)は、N回のサイクルCY1乃至CYNからなっている。サイクルCY1乃至CYNのうちの任意のサイクルCYnのフェーズ ϕ_{n1} では、いずれの光源LD1乃至LD4も駆動されず、頭部60には光源LD1乃至LD4からの近赤外光は照射されない。またフェーズ ϕ_{n2} では、光源LD1が駆動され、光源LD1から例えば775nmの近赤外光が出力される。同様にフェーズ ϕ_{n3} では光源LD2が駆動されて光源LD2から例えば800nmの近赤外光が出力され、フェーズ ϕ_{n4} では光源LD3が駆動されて光源LD3から例えば825nmの近赤外光が出力され、フェーズ ϕ_{n5} では光源LD4が駆動されて光源LD4から例えば850nmの近赤外光が出力される。このように光源制御装置55は、光源LD1乃至LD

D4を時分割で順次に駆動するようになっている。

また透過光検出装置54は、光ファイバ53からの近赤外光の光量を調節するフィルタ57と、レンズ70, 71と、フィルタ57からの光をパルス電流に変換して出力する光電子増倍管58と、光電子増倍管58からのパルス電流を増幅する増幅器59と、増幅器59からのパルス電流のうちで所定の波高閾値以下のパルス電流を取除く波高弁別器60と、チャンネルごとの光子数頻度を検出するマルチチャンネルフォトンカウンタ61と、マルチチャンネルフォトンカウンタ61の検出期間を制御する例えば検出制御器67と、光電子増倍管58を収容しているクーラ69の温度を調節する温度コントローラ68とを備えている。

このような構成の診断装置では、使用に際して照射側取付具51と検出側取付具52とを頭部60の所定位置にテープなどによりしっかりと取付ける。次いで光源制御装置55により光源LD1乃至LD4を第6図(a)乃至(d)のようにそれぞれ駆動すると、光源LD1乃至LD4からは4

種類の異なる波長の近赤外光が時分割で順次に出力され、光ファイバ50-1乃至50-4を介して頭部60に入射する。頭部60の骨や柔らかな組織は、近赤外光に対して透過性であるので、近赤外光は主に血液中のヘモグロビン、細胞内のチトクロムa, a_3 に一部が吸収されて光ファイバ53に出力され、光ファイバ53から透過光検出装置54に加わる。なお、光源LD1乃至LD4のいずれもが駆動されないフェーズ ϕ_{n1} では透過光検出装置54には光源LD1乃至LD4からの透過光は入射せず、このときには透過光検出装置54においてダーク光の検出が行なわれる。

透過光検出装置54の光電子増倍管58は、高感度、高応答速度で動作するフォトンカウンティング用のものである。光電子増倍管58の出力パルス電流は増幅器59を介して波高弁別器60に入力する。波高弁別器60では、所定の波高閾値以下のノイズ成分を取除き信号パルスだけをマルチチャンネルフォトンカウンタ61に入力させるようになっている。マルチチャンネルフォトンカ

ウンタ61は、検出制御器67からの第6図(e)に示すような制御信号CTLにより、第6図(a)乃至(d)に示すような光源LD1乃至LD4の駆動信号ACT1乃至ACT4に同期した期間 T_0 だけ光子数の検出を行ない、光ファイバ53から入射した光に対して各波長ごとの検出フォトン数を計数する。これにより近赤外光の各波長ごとの透過量データが求められる。

すなわち、第6図(a)乃至(e)に示すように、光源制御装置55の1つのサイクルCYn中、フェーズ ϕ_{n1} では、光源LD1乃至LD4のいずれもが駆動されないで、透過光検出装置54ではダーク光データdが計数される。またフェーズ ϕ_{n2} 乃至 ϕ_{n5} では光源LD1乃至LD4が時分割で順次に駆動されるので、透過光検出装置54では、4つの異なる波長 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4$ の近赤外光の透過量データ $t_{\lambda_1}, t_{\lambda_2}, t_{\lambda_3}, t_{\lambda_4}$ が順次に計数される。

このように、1つのサイクルCYn中に順次計数されるダーク光データdおよび透過量データ

$t_{\lambda 1}, t_{\lambda 2}, t_{\lambda 3}, t_{\lambda 4}$ は、N回のサイクルCY1乃至CYNにわたって計数が続けられる。すなわちN回のサイクルをもって、1測定期間 M_k ($k=1, 2, \dots$)とされる。具体的には、例えば1つのサイクルCYnが200 μ 秒でありNが10000回であるとする、1測定期間 M_k は2秒となる。1測定期間 M_k が終了した時点で、ダーク光データの計数結果

$D (= \sum_{n=1}^N d / CYn)$ 、および透過量データの

計数結果 $T_{\lambda 1}, T_{\lambda 2}, T_{\lambda 3}, T_{\lambda 4}$

$(= \sum_{n=1}^N t_{\lambda j} / CYn)$ がコンピュータシステム56に転送され、メモリ63に記憶される。

プロセッサ62は、1測定期間 M_k においてメモリ63に記憶された透過量データ、ダーク光データ($T_{\lambda 1}, T_{\lambda 2}, T_{\lambda 3}, T_{\lambda 4}, D$) M_k と、測定開始時 M_0 における透過量データ、ダーク光データ($T_{\lambda 1}, T_{\lambda 2}, T_{\lambda 3},$

$T_{\lambda 4}, D$) M_0 とから、ダーク減算を行ない、しかる後に透過量の変化率 $\Delta T_{\lambda 1}, \Delta T_{\lambda 2}, \Delta T_{\lambda 3}, \Delta T_{\lambda 4}$ を算出する。すなわち透過量の変化率 $\Delta T_{\lambda 1}, \Delta T_{\lambda 2}, \Delta T_{\lambda 3}, \Delta T_{\lambda 4}$ は、

$$\Delta T_{\lambda j} = \log [(T_{\lambda j} - D) M_k / (T_{\lambda j} - D) M_0] \quad (j=1 \text{ 乃至 } 4)$$

.....(1)

として算出される。なお、 $\Delta T_{\lambda j}$ の算出において対数をとっているのは、光学密度としての変化を表わすためである。

このようにして算出された透過量の変化率 $\Delta T_{\lambda 1}, \Delta T_{\lambda 2}, \Delta T_{\lambda 3}, \Delta T_{\lambda 4}$ から、酸素と結合したヘモグロビン(HbO_2)、酸素の取除かれたヘモグロビン(Hb)、酸化されたチトクロムa, a_3 (CyO_2)、還元されたチトクロムa, a_3 (Cy)の濃度変化 $\Delta X_{HbO_2}, \Delta X_{Hb}, \Delta X_{CyO_2}, \Delta X_{Cy}$ をそれぞれ検出することができる。すなわち各成分の濃度変化 $\Delta X_{HbO_2},$

$\Delta X_{Hb}, \Delta X_{CyO_2}, \Delta X_{Cy}$ は、

$$\Delta X_i = \sum_{j=1}^4 (\alpha_{ij})^{-1} \Delta T_{\lambda j} / l$$

.....(2)

として検出される。ここで α_{ij} は、各波長 λ_j ($\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4$)における各成分i (HbO_2, Hb, CyO_2, Cy)の吸収係数であり、第4図(a), (b)から予め定まっている。また l は、近赤外光が進行する方向の頭部60の長さである。

このようにしてコンピュータシステム56において検出された各成分の濃度変化 $\Delta X_{HbO_2}, \Delta X_{Hb}, \Delta X_{CyO_2}, \Delta X_{Cy}$ は、換言すれば、脳内の酸素量の変化であるので、これらを出力装置64に出力させることで、脳内の酸素量の変化を知り診断することができる。

(発明が解決しようとする問題点)

ところで、診断を確実にこなうためには、照射側取付具51と検出側取付具52とが頭部60の所定位置にしっかりと取付けられている必要があ

る。照射側取付具51あるいは検出側取付具52の取付け状態が変動すると、光源LD1乃至LD4から出力される近赤外光の出力光量が一定の場合でも、頭部60への入射光量が変化した場合透過量が増減するので、酸素量の変化を正確に測定することができない。

このために従来の診断装置では、光源制御装置55の1つのサイクルCYnのフェーズ ϕ_{n1} において透過光検出装置54によりダーク光を検出することで、検出側取付具52の取付位置が変動したか否かを監視するようになっていた。

しかしながら、このような診断装置では、検出側取付具52が変動したことを検出することができなくても、照射側取付具51の取付位置の変動を検出するようにはなっていなかった。これにより、照射側取付具51の取付位置が変動し頭部60への入射光量が変動し透過光検出装置54への透過量が増減してもこの状態を検出することができず、脳内の酸素量を正確に検出することができないという問題があった。さらに、照射側取付

具51の取付位置が変動して、光源LD1乃至LD4からの近赤外光が目に入射する危険な状態になった場合でも、この状態を検知することができないという問題があった。

本発明は、照射側取付具の取付位置の変動を監視して酸素量の検出を正確に行なうことができると同時に安全性をも考慮した診断装置を提供することを目的としている。

〔問題点を解決するための手段〕

本発明は、異なる波長の近赤外光をそれぞれ出力する複数の光源と、前記複数の光源から出力される近赤外光を体内器官に入射させかつ体内器官から反射された近赤外光を位置変動検出手段に案内するための照射側取付具と、体内器官を透過した近赤外光を透過量検出手段に案内するための検出側取付具とを備え、前記位置変動検出手段は、前記反射された近赤外光の反射量を検出する反射量検出手段と、前記複数の光源から出力された近赤外光の出力光量を検出する出力光量検出手段とを具備し、前記反射量検出手段で検出された光量

と前記出力光量検出手段で検出された光量とに基づき前記照射側取付具の位置変動を検出するようになっていることを特徴とする診断装置によって、上記従来技術の問題点を改善しようとするものである。

〔作用〕

本発明では、複数の光源からの異なる波長の近赤外光を照射側取付具を介して体内器官に順次に入射させる。体内器官を透過した近赤外光は検出側取付具を介して透過量検出装置に加わる。透過量検出装置では、近赤外光の透過量を検出し、これに基づいて、体内器官の酸素量の変化を測定する。一方、本発明の照射側取付具は、体内器官から反射された近赤外光を位置変動検出手段に案内するようになっている。位置変動検出手段は、体内器官から反射された近赤外光の反射量を検出する反射量検出手段と、複数の光源から出力された近赤外光の出力光量を検出する出力光量検出手段とを具備しており、反射量検出手段で検出された光量と出力光量検出手段で検出された光量とに基

づいて、例えば、ダーク光の変化量や近赤外光の反射率の変化量を算出し、これにより照射側取付具の取付位置が変動したことを検出する。すなわち位置変動検出手段では、例えば、複数の光源のいずれもが近赤外光を出力していない状態において反射量検出手段で検出されたダーク光の測定開始時からの変化量を算出し、これが所定の許容範囲を越えているか否かを判断する。そして許容範囲を越えていると判断したときには、照射側取付具の取付位置が変動したことを検出し、例えば診断装置の動作を停止させたり警音を発生したりする。

〔実施例〕

以下、本発明の実施例を図面に基づいて説明する。

第1図は本発明に係る診断装置の構成図である。なお第1図において第5図と同様の箇所には同じ符号を付して説明を省略する。

第1図に示す診断装置1の照射側取付具2には、光源LD1乃至LD4から出力される近赤外光を

案内する光ファイバ50-1乃至50-4の他に、頭部60から反射された光を反射光モニタ4に加えるための光ファイバ3が保持されている。

また、光源LD1乃至LD4から出力される近赤外光はそれぞれ光ファイバ12-1乃至12-4を介して、出力光モニタ13に加わるようになっている。

反射光モニタ4および出力光モニタ13は、例えばフォトダイオードで構成されており、これに加わる反射光、出力光をそれぞれアナログ電気信号に変換し反射信号RF、出力信号OTとして出力するものである。反射光モニタ4の反射信号RFと出力光モニタ13の出力信号OTとはデータセレクトラ5に加わるようになっている。データセレクトラ5に加わる反射信号RF、出力信号OTは、コンピュータシステム6からの選択信号SELにより選択されてA/D変換された後、マルチチャンネルデータアキュレータ14に加わるようになっている。

コンピュータシステム6は、前述のコンピュー

タシステム56と同様に、プロセッサ7と、メモリ8と、出力装置9と、入力装置10と、これらを互いに接続するシステムバス11とから構成されているが、照射側取付具2の位置変動をも検出するようになっている。

このような構成の診断装置1では、従来の診断装置と同様に、透過光検出装置54およびコンピュータシステム6により、検出側取付具52の取付位置の変動を監視することができる一方、反射光モニタ4、出力光モニタ13、データセクタ5、マルチチャンネルデータアキュムレータ14およびコンピュータシステム6により照射側取付具2の取付位置の変動をも監視することができるようになっている。

入力装置10、例えばキーボードから診断開始を指示すると、光源制御装置55は、第6図(a)乃至(d)に示すような駆動信号ACT1乃至ACT4で光源LD1乃至LD4をそれぞれ駆動する。1つのサイクルCYnのフェーズφn1では、光源LD1乃至LD4のいずれからも近赤外光が出

は、光源LD1からの出力光を検出する。ダーク光の検出の場合と同様に、光ファイバ3を介しての反射光と光源LD1からの出力光は、反射光モニタ4、出力光モニタ13によりそれぞれアナログ電気信号に変換され、さらにデータセクタ5を介してマルチチャンネルデータアキュムレータ14に入力される。マルチチャンネルデータアキュムレータ14では、各信号ごとに1測定期間 M_k にわたりデータを積算する。従って、フェーズφn2では、反射量データ $R_{\lambda 1}$ 、出力光量データ $I_{\lambda 1}$ が1測定期間 M_k の終了時にコンピュータシステム6に送られ、コンピュータシステム6はこれらのデータをシステムバス11を介してメモリ8に第2図のように記憶する。

サイクルCYnの以下のフェーズφn3、φn4、φn5では光源LD2、LD3、LD4が順次に駆動され、フェーズφn2における処理と同様にして、それぞれの反射量データ $R_{\lambda 2}$ 、 $R_{\lambda 3}$ 、 $R_{\lambda 4}$ 、出力光量データ $I_{\lambda 2}$ 、 $I_{\lambda 3}$ 、

力されず、このときには反射光モニタ4は、頭部60から光ファイバ3を介してのダーク光を検出する。光ファイバ3を介して検出されるダーク光は、反射光モニタ4によりアナログ電気信号に変換され、さらにデータセクタ5により選択され、さらに12ビットのデジタル信号に変換されてマルチチャンネルデータアキュムレータ14に加わる。マルチチャンネルデータアキュムレータ14では、入力された12ビットのデジタル信号すなわちダーク光データを1測定期間 M_k にわたり積算し、積算結果DK1をコンピュータシステム6に送る。コンピュータシステム6では、マルチチャンネルデータアキュムレータ14から送られてくるダーク光データの積算結果DK1をメモリ8に第2図のように記憶する。

次いでサイクルCYnの次のフェーズφn2では、光源LD1が駆動され、光源LD1からは近赤外光が出力される。このときには、反射光モニタ4は、頭部60から光ファイバ3を介しての反射光を検出するこれと同時に、出力光モニタ13

$I_{\lambda 4}$ が求められ、これらがコンピュータシステム6のメモリ8に第2図に示すように記憶される。ここでは、反射量データを全ての波長 $\lambda 1$ 乃至 $\lambda 4$ について検出しているが、必ずしも全ての波長 $\lambda 1$ 乃至 $\lambda 4$ について検出する必要はなく、最低1つの波長についてだけ検出するようにしても良い。なお図示しないが、ダーク光データDK1、反射量データ $R_{\lambda 1}$ 乃至 $R_{\lambda 4}$ 、出力光量データ $I_{\lambda 1}$ 乃至 $I_{\lambda 4}$ の検出と同時に、透過光検出装置54では、従来と同様、ダーク光データD、透過量データ $T_{\lambda 1}$ 乃至 $T_{\lambda 4}$ が求められ、メモリ8内に同様にして記憶されるものとする。

このようにして1測定期間 M_k にわたって検出されたダーク光データDK1、反射量データ $R_{\lambda 1}$ 乃至 $R_{\lambda 4}$ 、出力光量データ $I_{\lambda 1}$ 乃至 $I_{\lambda 4}$ に基づいて、反射率 δ_1 、 δ_2 、 δ_3 、 δ_4 を求める。すなわち反射率 δ_1 、 δ_2 、 δ_3 、 δ_4 をそれぞれ、

$$\delta i = R_{\lambda i} / I_{\lambda i} \quad (i = 1 \text{ 乃至 } 4) \dots (3)$$

として求める。

なお、反射率データ $R_{\lambda 1}$ 乃至 $R_{\lambda 4}$ からダーク光データ $DK1$ を減算したものと出力光量データ $I_{\lambda 1}$ 乃至 $I_{\lambda 4}$ との比として反射率 δ_1 , δ_2 , δ_3 , δ_4 を求めても良い。この場合には、反射率 δ_1 , δ_2 , δ_3 , δ_4 は、(3) 式のかわりに、

$$\delta_i = (R_{\lambda i} - DK1) / I_{\lambda i} \quad (i = 1 \text{ 乃至 } 4) \quad \dots (4)$$

として求める。

このようにして、プロセッサ7は、1測定期間 M_k において(3)式または(4)式により求められた反射率 δ_1 , δ_2 , δ_3 , δ_4 と、測定開始時 M_0 で求められた対応する反射率とから、反射率の変化 $\Delta\delta_1$, $\Delta\delta_2$, $\Delta\delta_3$, $\Delta\delta_4$ を測定する。

反射率の変化 $\Delta\delta_1$, $\Delta\delta_2$, $\Delta\delta_3$, $\Delta\delta_4$ のいずれかが、所定の閾値よりも大きいとき、またはダーク光データ $DK1$ の変化 $\Delta\epsilon$ が所定の閾値よりも大きいときには、頭部60への照射側取付具2の取付位置が変動し、頭部60の表皮への

て説明したが、光源の個数は4つに制限されず、2つであっても良いし、あるいは4種類の波長 $\lambda 1$ 乃至 $\lambda 4$ とは異なる波長の近赤外光を出力する光源をさらに追加しても良い。

また第1図に示す照射側取付具2では、入射光を案内する光ファイバ50-1乃至50-4と頭部60から反射された光を案内する光ファイバ3とが頭部60に直接係合するような構造になっているが、照射側取付具2のかわりに、第3図に示すような構造の照射側取付具2'を用いても良い。すなわち、第3図に示す照射側取付具2'では、プリズム20の面20bを頭部60に当てがい、プリズム20の面20aに光ファイバ50-1'乃至50-4'を介して入射光を入射させ、これによって頭部60から反射された反射光を光プリズム20の面20aから光ファイバ3'を介して取出すようになっている。

第3図に示すような構造の照射側取付具2'は、第1図に示すような照射側取付具2に比べて、その大きさを小さくすることができると同時に、光

照射角度、反射率が所定の範囲を越えて変化したものとみなされる。

これにより、コンピュータシステム6は、出力装置1に対してその旨のメッセージを表示したり、あるいは警音を発生させたりする。さらにコンピュータシステム6は、光源LD1乃至LD4から近赤外光が出力されないよう光源制御装置55の動作を停止させ、これにより患者への安全性を確保している。

このように、本実施例によれば、検出側取付具52の取付位置の変動を従来の診断装置と同様に検知し、さらに照射側取付具2の取付位置の変動を反射率の変化またはダーク光の変化として検知するようにしているので、体内器官の酸素量をより信頼性良く測定することができると同時に、照射側取付具2の取付位置が変動しても患者に危険が及ばないようにすることができる。

なお、上述の実施例では、診断装置1は、4種類の異なる波長 $\lambda 1$ 乃至 $\lambda 4$ をそれぞれ出力する4つの光源LD1乃至LD4を備えているとし

ファイバ50-1'乃至50-4'、光ファイバ3'を頭部60に沿うよう配置することができるので、頭部60が多少動いても照射側取付具2'の取付位置が大きく変動するようなことはなくなり、より信頼性の高い測定結果および安全性を確保することができる。なお、検出側取付具52も照射側取付具2と同様、第3図のような構造のものにしても良い。

〔発明の効果〕

以上に説明したように、本発明によれば、位置変動検出手段において照射側取付具の取付位置の変動を検出するようにしているので、酸素量の測定を正確に行なうことができると同時に、安全性の高い診断装置を得ることができる。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明に係る診断装置の実施例の構成図、第2図は第1図に示す診断装置のコンピュータシステムのメモリに記憶されるデータを示す図、第3図は照射側取付具の変形例を示す図、第4図

(a) , (b) はそれぞれヘモグロビン、チトクロム
の吸収スペクトルを示す図、第5図は従来の診断
装置の構成図、第6図(a)乃至(d) はそれぞれ駆
動信号ACT1乃至ACT4のタイムチャート、
第6図(e) は制御信号CTLのタイムチャートで
ある。

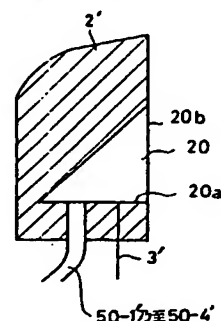
- 1…診断装置、2…照射側取付具、
3、12-1乃至12-4…光ファイバ、
4…反射光モニタ、5…データセクタ、
6…コンピュータシステム、13…出力光モニタ、
14…マルチチャンネルデータアキュムレータ、
52…検出側取付具、54…透過光検出装置、
55…光源制御装置、L D 1乃至L D 4…光源

特許出願人 浜松ホトニクス株式会社
代理人 弁護士 植本 雅 治

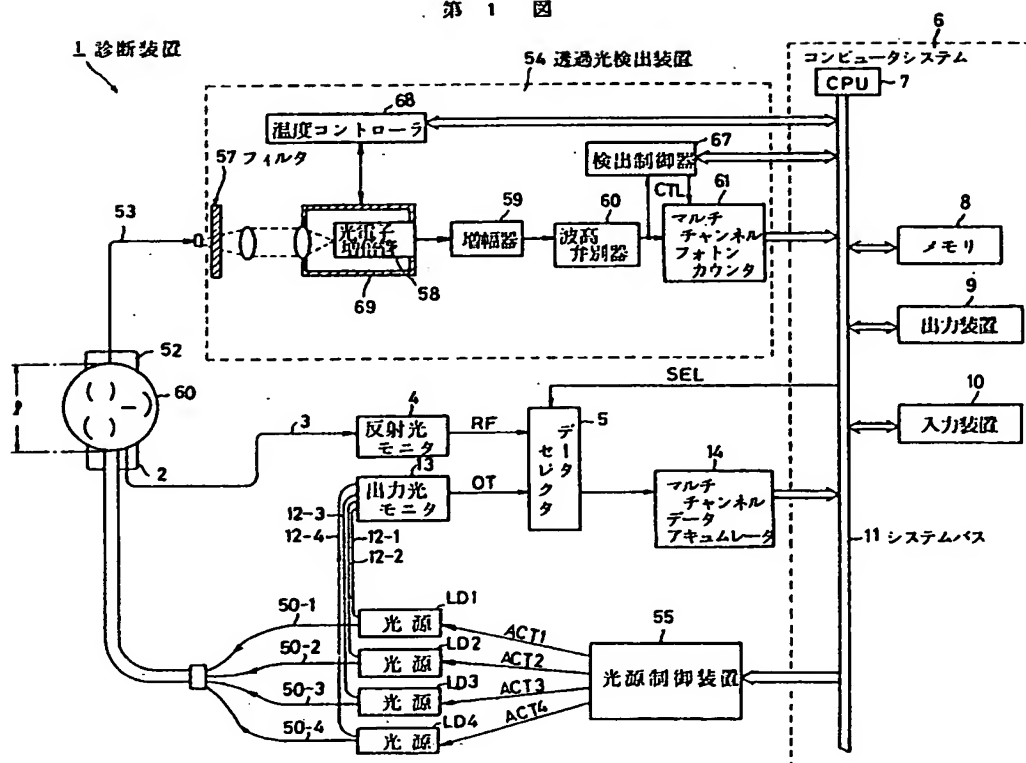
第 2 図

ダーク光データ OK1 _	
反射量データ	RA1
出力光量データ	IA1
反射量データ	RA2
出力光量データ	IA2
反射量データ	RA3 _
出力光量データ	IA3
反射量データ	RA4
出力光量データ	IA4

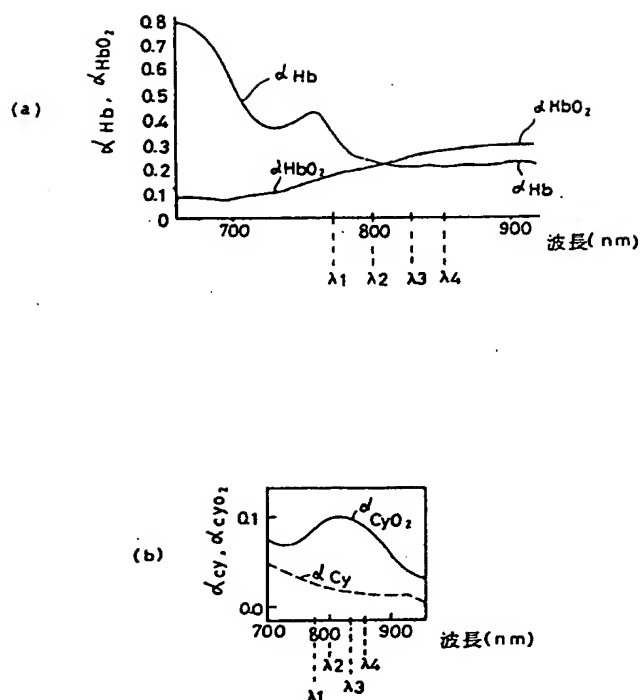
第 3 区



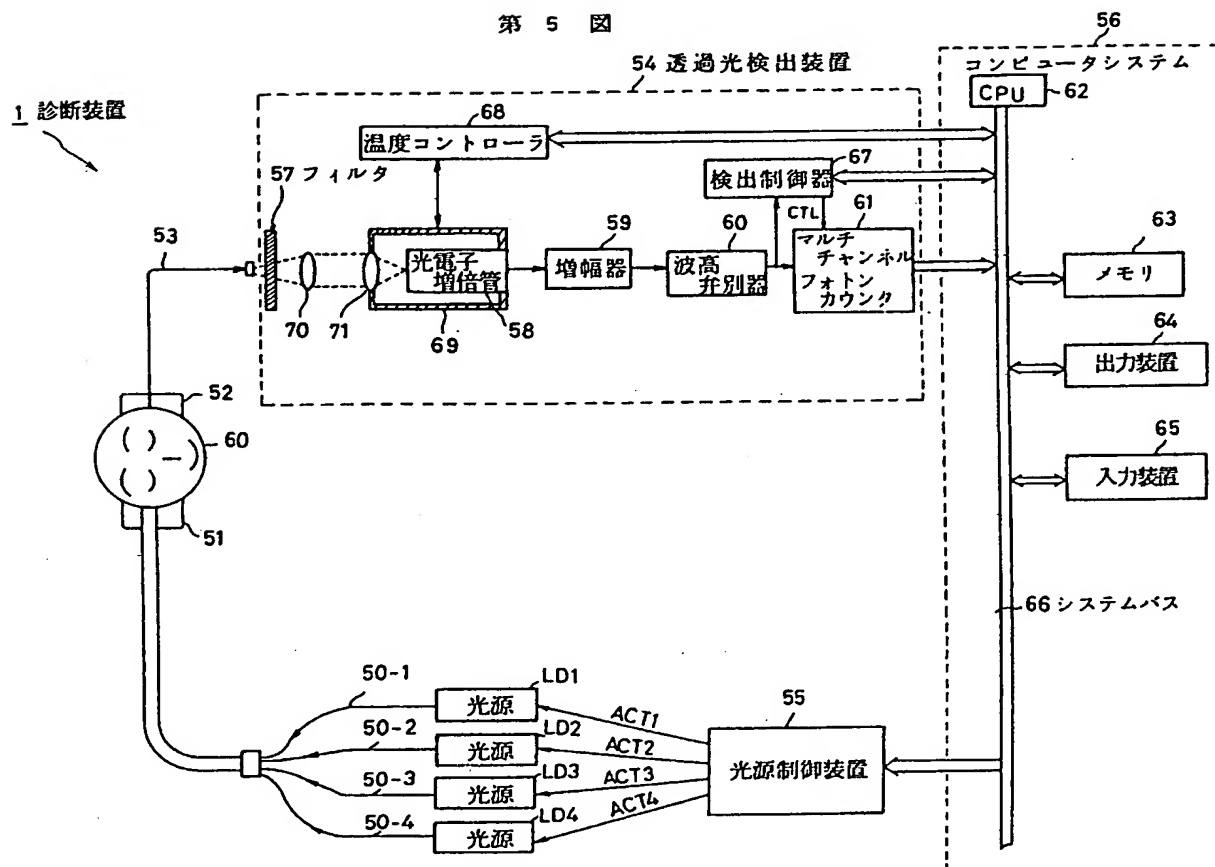
第 1 圖



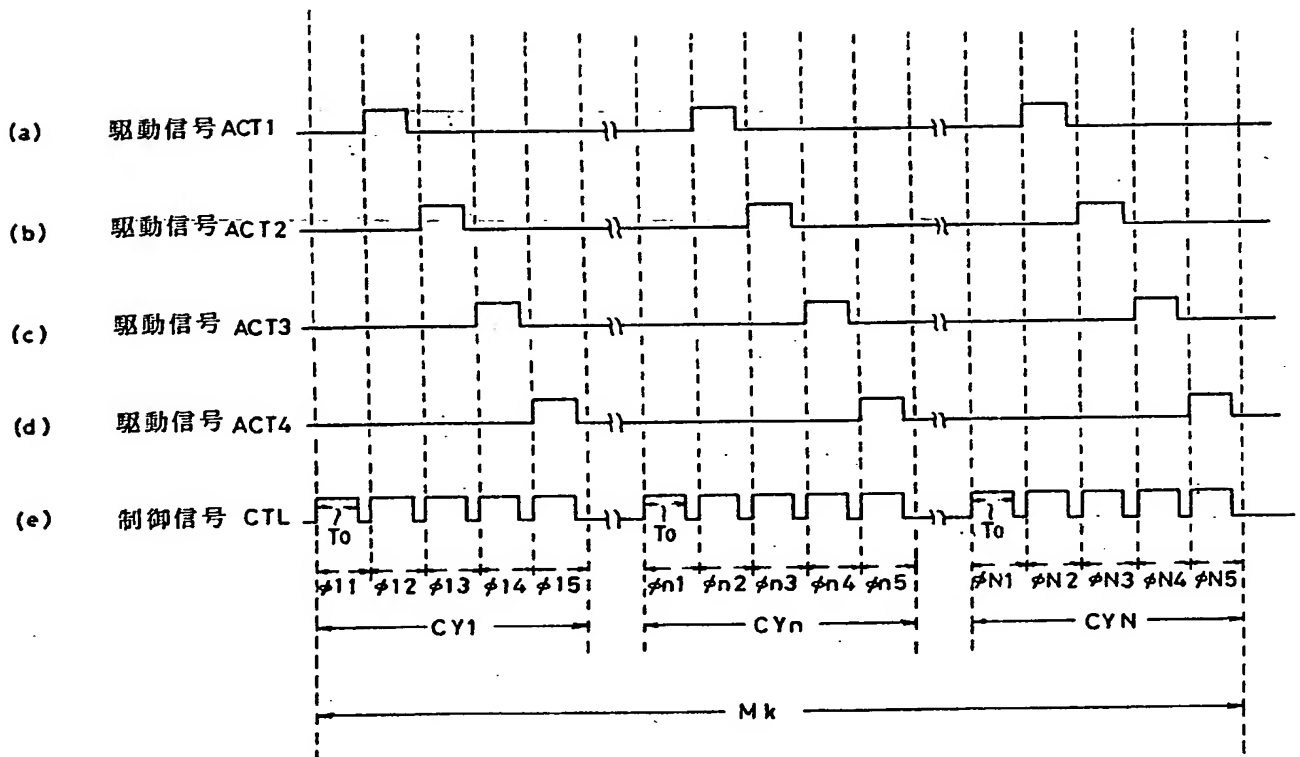
第 4 図



第 5 図



第 6 図



手 続 補 正 書 (自発)

7 補正の内容

昭和62年9月03日

特許庁長官 小 川 邦 夫 殿

1 事件の表示

昭和62年特許願第110461号

2 発明の名称

診 断 装 置

3 補正をする者

事件との関係 特許出願人
住 所 静岡県浜松市市野町1126番地の1
名 称 浜松ホトニクス株式会社
代表者 晝 馬 輝 夫

4 代 理 人

住 所 (郵便番号 140)
東京都品川区東大井3丁目20番7号
〔電話東京(764) 6215番〕
氏 名 (9024) 井 理 士 植 木 雅 治

5 補正命令の日付 自発

6 補正の対象

- (1) 明細書の「特許請求の範囲」の欄
(2) 明細書の「発明の詳細な説明」の欄

特許庁

- (1) 特許請求の範囲を別紙のとおり補正する。
(2) 明細書第3頁第5行目乃至第6行目に「体内器官」とあるのを「体内器官等の被測定物」と訂正する。
(3) 明細書第3頁第8行目、第17頁第1行目に「近赤外光」とあるのを「電磁波」と訂正する。
(4) 明細書第3頁第9行目に「体内器官」とあるのを「被測定物」と訂正する。
(5) 明細書第15頁第10行目乃至第19行目に「異なる波長の……の出力光量を検出する」とあるのを「異なる波長の電磁波を出力する光源と、前記光源から出力される電磁波を被測定物に入射させかつ被測定物から反射された電磁波を位置変動検出手段に案内するための照射側取付具と、被測定物を透過した電磁波を透過量検出手段に案内するための検出側取付具とを備え、前記位置変動検出手段は、前記反射された電磁波の反射量を検出する反射量検出手段と、前記光源からの出力光量を検出する」と訂正する。
(6) 第16頁第7行目乃至第18行目に「複数の光源から……出力光量を検出する」とあるのを「光源からの異なる波長の電磁波を照射側取付具を介して被測定物に順次に入射させる。被測定物を透過した電磁波は検出側取付具を介して透過光検出装置に加わる。透過光検出装置では、電磁波の透過量を検出し、これに基づいて、被測定物の酸素量

の変化を測定する。一方、本発明の照射側取付具は、被測定物から反射された電磁波を位置変動検出手段に案内するようになっている。位置変動検出手段は、被測定物から反射された電磁波の反射量を検出する反射量検出手段と、光源から出力された電磁波の出力光量を検出する」と訂正する。

(7) 明細書第 17 頁第 4 行目乃至第 5 行目に「複数の光源の……出力していない状態」とあるのを「光源からいずれの電磁波も出力されていない状態」と訂正する。

(8) 明細書第 24 頁第 16 行目に「患者」とあるのを「被験者」と訂正する。

(9) 明細書第 25 頁第 4 行目と第 5 行目との間に、「さらに 1 つの白色光源だけをを用いフィルタ操作によって異なる波長の近赤外光を作るようにしても良い。さらには光源からの電磁波は近赤外光に限らず遠赤外光、可視光、マイクロ波などでも良い。」を挿入する。

(10) 明細書第 26 頁第 8 行目と第 9 行目との間に「また本発明の診断装置は、医学的な診断の分野のみならずより広汎な診断すなわち測定分野にも適用可能であり、診断対象は体内器官に限らず例えば肉片などの一般的な被測定物でも良い。」を挿入する。

3) 前記位置変動検出手段は、前記反射量検出手段で検出された電磁波の反射量と前記出力光量検出手段で検出された電磁波の出力光量との比を反射率として算出し、このように算出された反射率と測定開始時の反射率とから反射率の変化量を求め、前記照射側取付具の位置変動を検出することを特徴とする特許請求の範囲第 1 項に記載の診断装置。

4) 前記位置変動検出手段は、前記反射量検出手段で検出された電磁波の反射量とダーク光との差を求め、この差と前記出力光量検出手段で求められた電磁波の出力光量との比を反射率として算出し、このように算出された反射率と測定開始時の反射率とから反射率の変化量を求め、前記照射側取付具の位置変動を検出することを特徴とする特許請求の範囲第 1 項に記載の診断装置。

特許請求の範囲

1) 異なる波長の電磁波を出力する光源と、前記光源から出力される電磁波を被測定物に入射させかつ被測定物から反射された電磁波を位置変動検出手段に案内するための照射側取付具と、被測定物を透過した電磁波を透過量検出手段に案内するための検出側取付具とを備え、前記位置変動検出手段は、前記反射された電磁波の反射量を検出する反射量検出手段と、前記光源から出力された電磁波の出力光量を検出する出力光量検出手段とを具備し、前記反射量検出手段で検出された光量と前記出力光量検出手段で検出された光量とに基づき前記照射側取付具の位置変動を検出するようになっていることを特徴とする診断装置。

2) 前記位置変動検出手段は、光源からいずれの電磁波も出力されていない状態において、前記反射量検出手段によりダーク光を検出し、測定開始時のダーク光からの変化量を求め前記照射側取付具の位置変動を検出することを特徴とする特許請求の範囲第 1 項に記載の診断装置。

This Page Blank (uspto)